

Method of adapting hearing aid enables directional effect of hearing aid worn on head to be improved

Publication number: DE19927278

Publication date: 2000-12-14

Inventor: ARNDT GEORG-ERWIN (DE); GEBERT ANTON (DE); RITTER HARTMUT (DE)

Applicant: SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK (DE)

Classification:

- **international:** H04R25/00; H04R25/00; (IPC1-7): H04R25/00; H04R5/04

- **European:** H04R25/00V

Application number: DE19991027278 19990615

Priority number(s): DE19991027278 19990615

Also published as:

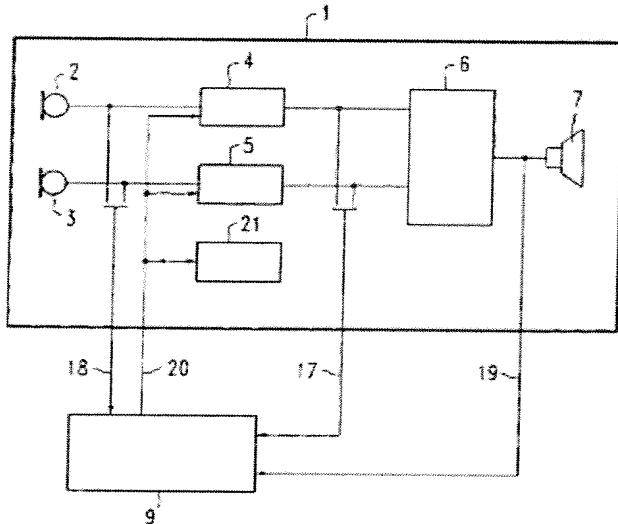
US6954535 (B1)

CH694606 (A5)

[Report a data error here](#)

Abstract of DE19927278

The hearing aid contains several microphones (2,3) and variable parameter filters (4,5), a signal processor (6) and speaker (7). The method involves exposing the hearing aid whilst being worn on the head to sound from different directions. The microphones convert the sound signals into electrical form and pass them to an external measurement and evaluation unit (9), which derives filter parameters from the signals and feeds them to the hearing aid (1) for amplitude and./or phase matching of the signals acquired by the microphones and for optimising the directional characteristic.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND

DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

(12) **Patentschrift**
(10) DE 199 27 278 C 1

(51) Int. Cl.⁷:
H 04 R 25/00
H 04 R 5/04

(21) Aktenzeichen: 199 27 278.6-35
(22) Anmeldetag: 15. 6. 1999
(43) Offenlegungstag: -
(45) Veröffentlichungstag:
der Patenterteilung: 14. 12. 2000

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(73) Patentinhaber:
Siemens Audiologische Technik GmbH, 91058
Erlangen, DE

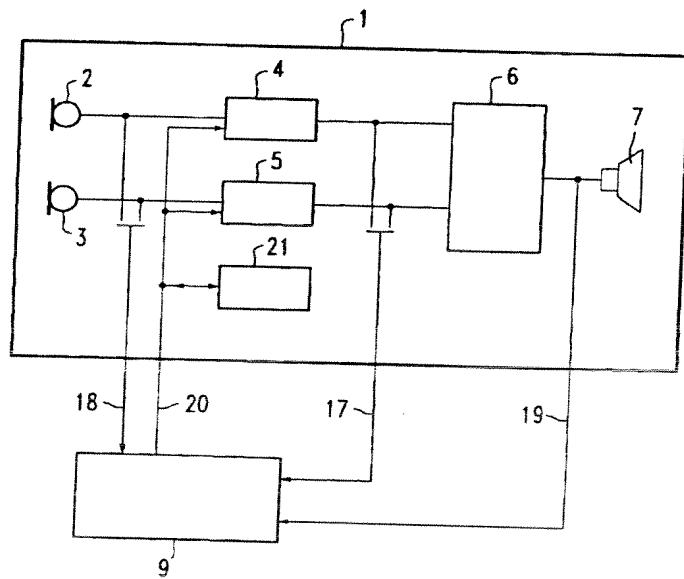
(74) Vertreter:
Zedlitz, P., Dipl.-Inf.Univ., Pat.-Anw., 80331
München

(72) Erfinder:
Arndt, Georg-Erwin, Dipl.-Ing., 91056 Erlangen, DE;
Gebert, Anton, Dipl.-Ing. (FH), 91077
Kleinsendelbach, DE; Ritter, Hartmut, Dipl.-Phys.,
91077 Neunkirchen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:
DE 196 35 229 A1
EP 09 17 398 A2
EP 08 48 573 A2
EP 07 88 290 A1

(54) Verfahren zum Anpassen eines Hörhilfegeräts sowie Hörhilfegerät

(57) Ein Hörhilfegerät mit mehreren Mikrofonen (2, 3), die
zum Erzeugen einer Richtcharakteristik miteinander ver-
schaltet sind, wird während des Tragens in einem geeig-
neten Meßraum (10) beschallt und die Richtcharakteristik
aufgenommen. Sich daraus ergebende Filterparameter
sind den Mikrofonen nachgeschalteten parametrierbaren
Filtern (4, 5) zuführbar und damit die gewünschte ideale
Richtcharakteristik unter Berücksichtigung der individuel-
len Gegebenheiten beim Tragen des Hörhilfegeräts app-
proximierbar.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Anpassen eines Hörhilfegeräts mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Patentanspruchs 1 sowie ein Hörhilfegerät mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Patentanspruchs 5.

Als Stand der Technik sind Hörhilfegeräte mit einem aus wenigstens zwei omnidiagonalen Mikrofonen gebildeten Richtmikrofon bekannt, bei denen Unterschiede im Signalübertragungsverhalten der verwendeten Mikrofone durch nachgeschaltete Filter korrigiert werden.

Aus der EP 917 398 A2 ist ein Hörgerät zur Einstellung audiologischer Parameter bekannt, welches Stellglieder zum Einstellen audiologischer Parameter aufweist.

Aus der EP 848 573 A2 ist eine Hörhilfe mit einem Richtmikrofonsystem bekannt. Eine solche Hörhilfe weist zwei Mikrofone auf, welche einzeln keine Richtwirkung besitzen und so zusammengeschaltet werden können, dass die Hörhilfe entweder Richtwirkung aufweist oder ungerichtetes Hören ermöglicht.

Aus der EP 788 290 A1 ist ein programmierbares Hörgerät bekannt, welches einen Datenspeicher für Parameter eines Verstärker- und Übertragungssteils aufweist.

Aus der DE 196 35 229 A1 ist eine richtungsempfindliche Hörhilfe mit einem Schallkanal, in dem zwei Mikrofone angeordnet sind, bekannt.

Weiterhin ist bekannt, Hörhilfegeräte mit Richtmikrofonen mit Hilfe des nach der Durchschnittsanatomie eines Benutzers ausgerichteten Kunstkopfes "KEMAR" ("Knowles Electronics Manikin for Acoustical Research") an einen Hörhilfegeräteträger anzupassen.

Nachteilig bei den bekannten Hörhilfegeräten ist, daß mit diesen oftmals nur eine unzureichende Richtwirkung erzielt werden kann.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zum Verbessern der Richtwirkung eines am Kopf getragenen Hörhilfegeräts sowie ein Hörhilfegerät mit verbesselter Richtwirkung anzugeben.

Die Aufgabe wird für das Verfahren durch die Merkmale des kennzeichnenden Teils des Patentanspruchs 1 in Verbindung mit den Merkmalen des Oberbegriffs gelöst. Vorteilhafte Verfahrensvarianten sind in den Patentansprüchen 2 bis 4 gekennzeichnet. Für das Hörhilfegerät wird die Aufgabe durch die Merkmale des kennzeichnenden Teils des Patentanspruchs 5 in Verbindung mit den Merkmalen des Oberbegriffs gelöst. Vorteilhafte Ausführungsformen des Hörhilfegeräts sind in den Patentansprüchen 6 bis 9 gekennzeichnet.

Mit einer geeigneten Meßanordnung läßt sich in einem dafür vorgesehenen Meßraum die Richtcharakteristik eines Hörhilfegeräts mit Richtmikrofon ermitteln. Maßgebend bei den so gewonnenen Richtdiagrammen ist die Lage der Schalleinfallsinkel, bei denen das Eingangssignal völlig ausgelöscht wird (Auslöschungspunkte). Verschiedene Faktoren wirken einer idealen Richtwirkung entgegen:

- Mikrofone, die zum Erzeugen einer Richtcharakteristik miteinander verschaltet sind, unterscheiden sich in ihren Frequenzgängen.
- Äußere, individuelle Gegebenheiten beim Tragen des Hörhilfegeräts wirken sich negativ auf die gewünschte Richtwirkung aus.

Wird bei bekannten Verfahren nur das unterschiedliche Übertragungsverhalten der verwendeten Mikrofone ausgeglichen und der Einfluß eines Hörgeräteträgers auf die Richtcharakteristik beim KEMAR-Verfahren nur in Form eines an die Durchschnittsanatomie eines Benutzers ange-

paßten Kunstkopfes berücksichtigt, so finden bei dem Verfahren nach der Erfindung auch individuelle Gegebenheiten in Verbindung mit dem Hörgeräteträger Eingang in das Verfahren zur Verbesserung der Richtwirkung. Zu diesen individuellen Gegebenheiten gehören beispielsweise die Kopfform, die Größe und Beschaffenheit der Ohrmuschel, die Trageposition des Hörhilfegeräts, das Vorhandensein einer Brille und vieles mehr. Die dadurch gestörten Frequenzgänge der von den Mikrofonen aufgenommenen Signale

10 führen einerseits zur Verschiebung der Auslöschungspunkte, zum anderen sorgen sie dafür, daß es statt Auslösung nur eine begrenzte Dämpfung des Eingangssignals an diesen Punkten gibt. Durch die Erfindung werden Unterschiede im Übertragungsverhalten der Mikrofone sowie die obengenannten Störeinflüsse minimiert und die Richtwirkung des Hörhilfegeräts verbessert.

Die Einstellung der Richtcharakteristik und die Abstimmung der Mikrofone erfolgt durch eine In-Situ-Messung, d. h., der Benutzer trägt das Hörhilfegerät und die Mikrofone sowie die Signalverläufe in den Signalpfaden der Mikrofone werden aufeinander abgestimmt.

In vorteilhafter Weise wird zur Aufnahme eines Richtdiagramms das am Kopf eines Hörhilfegeräteträgers angeordnete Hörhilfegerät sequentiell aus unterschiedlichen Richtungen beschaltet. Eine Meß- und Auswerteeinheit errechnet daraus Filterparameter, durch die eine Annäherung der gemessenen Richtcharakteristik an die gewünschte Richtcharakteristik erfolgt.

Die Ermittlung geeigneter Filterparameter kann einmalig 30 oder in einem iterativen Verfahren durch wiederholte Messungen unter Berücksichtigung der in der vorausgegangenen Messung gewonnenen Filterparameter ausgeführt werden.

Gemäß eines weiteren vorteilhaften Verfahrensvariante wird das am Kopf des Hörhilfegeräteträgers angeordnete 35 Hörhilfegerät gleichzeitig aus unterschiedlichen Richtungen beschaltet (diffuses Schaltfeld) und die Amplituden- und/oder Phasengänge der von den Mikrofonen unter unterschiedlichen Einfallswinkeln eingehenden Signale aufgenommen. Dem höheren Rechenaufwand bei der Bestimmung der Richtcharakteristik und der Filterparameter steht bei diesem Verfahren eine kürzere Meßdauer gegenüber.

Das erfindungsgemäße Hörhilfegerät besitzt in den Signalpfaden der Mikrofone Filter, bei denen durch einstellbare Filterparameter eine Amplituden- und/oder Phasengangpassung der von den Mikrofonen aufgenommenen Signale durchführbar ist. Vorzugsweise sind bei den genannten Filtern die Amplituden- und Phasengänge getrennt voneinander einstellbar. Diese Eigenschaft besitzen zum Beispiel FIR-Filter (Finite-Impulse-Response).

Bei einigen Hörhilfegeräten mit Richtmikrofonen sind, beispielsweise durch die Wahl unterschiedlicher Hörprogramme, verschiedene Richtcharakteristiken wählbar. Dabei machen sich die benutzerindividuellen Störeinflüsse je nach gewünschter Richtcharakteristik unterschiedlich bemerkbar. 55 Nach einer zusätzlichen erfinderischen Variante werden daher bei einem Hörhilfegerät mit mehreren einstellbaren Richtcharakteristiken unterschiedliche Sätze von Filterparametern zur Beseitigung der jeweiligen Störeinflüsse gewonnen, im Hörhilfegerät abgespeichert und durch Umschalten automatisch oder vom Benutzer aktiviert.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiele näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine Meß- und Auswerteanordnung für ein am Kopf eines Hörhilfegeräteträgers angeordnetes Hörhilfegerät,

Fig. 2 das Blockschaltbild eines Hörhilfegeräts mit mehreren Mikrofonen zum Erzeugen einer Richtcharakteristik in

Verbindung mit einer Meß- und Auswerteeinheit.

Bei einer in **Fig. 1** dargestellten Meß- und Auswerteanordnung befindet sich ein am Kopf **8** eines Hörhilfegeräteträgers angeordnetes Hörhilfegerät **1** in einem Meßraum **10** zur Beschallung aus unterschiedlichen Richtungen mit individuell ansteuerbaren und bezüglich ihrer Position zum Hörhilfegerät veränderbaren Lautsprechern **11, 12, 13** und **14**. Eine externe Meß- und Auswerteeinheit **9**, die über einen Signalpfad **15** mit den Lautsprechern verbunden ist, steuert die Messung. Die von den Mikrofonen **2, 3** des Hörhilfegeräts **1** aufgenommenen Schallsignale werden über den Signalpfad **16** der externen Meß- und Auswerteeinheit **9** zugeführt, die die Richtwirkung des Hörhilfegeräts **1** unter den individuellen Gegebenheiten ermittelt. In der Regel weicht das gemessene Richtdiagramm erheblich von dem gewünschten idealen Richtdiagramm ab. Dazu trägt eine Vielzahl von Störeinflüssen bei, wie in ihren Frequenzgängen voneinander abweichende Mikrofone, Trageposition des Hörhilfegeräts am Kopf, Größe und Beschaffenheit der Ohrmuschel, Tragen einer Brille, usw. Die Meß- und Auswerteeinheit **9** errechnet aus dem aufgenommenen Richtdiagramm Filterparameter, die über den Signalpfad **16** an parametrierbare, den Mikrofonen **2, 3** des Hörhilfegeräts **1** nachgeschaltete Filter **4, 5** übertragbar sind. Die so an die individuellen Gegebenheiten angepaßte Richtcharakteristik des Hörhilfegeräts **1** stimmt nun besser mit der gewünschten idealen Richtcharakteristik überein. Durch Wiederholung dieses Vorgehens, eventuell unter Einbeziehung der im vorherigen Schritt gewonnenen Filterparameter und der damit veränderten Richtcharakteristik, läßt sich eine weitere Annäherung an die ideale Richtcharakteristik erreichen.

Bei dem in **Fig. 2** dargestellten erfundungsgemäßen Hörhilfegerät **1** sind zwei Mikrofone **2, 3** zum Erzeugen einer Richtcharakteristik in bekannter, nicht dargestellter Weise miteinander verschaltet. In den Signalpfaden der Mikrofone **2, 3** befinden sich parametrierbare Filter **4, 5**, bei denen sich in vorteilhafter Weise die Amplituden- und Phasengänge unabhängig voneinander einstellen lassen. Diese Eigenschaft besitzen beispielsweise FIR-FILTER. Die von den Mikrofonen **2, 3** aufgenommenen Schallsignale werden zum Erzeugen der Richtcharakteristik und zur weiteren Verarbeitung einer Signalverarbeitungseinheit **6** zugeführt und schließlich über einen Hörer **7** ausgegeben. Zur Berechnung der Filterparameter werden die von den Mikrofonen aufgenommenen Signale in den Signalpfaden der Mikrofone vorzugsweise nach den parametrierbaren Filtern abgegriffen und über einen Signalpfad **17** an die Meß- und Auswerteeinheit **9** geleitet. Zusätzlich fließen im Ausführungsbeispiel auch die Signale am Ausgang der Mikrofone **(2, 3)** und am Eingang des Hörers **(7)** über zwei Signalpfade **18** und **19** mit in die Berechnung der Filterparameter ein. Mittels der Filterparameter sind die Frequenzgänge der Signale in den einzelnen Signalpfaden aufeinander abstimmbar und zum Beispiel die Lage der Schalleinfallsinkel, unter denen eine Signalauslösung erfolgt und die die Richtwirkung wesentlich bestimmen, einstellbar. Der störende Einfluß durch nicht identische Mikrofone, die Trageposition des Hörhilfegeräts am Kopf, die Größe und Beschaffenheit der Ohrmuschel usw. ist damit minimiert. Die Übertragung der Filterparameter auf das Hörhilfegerät **1** erfolgt über einen Signalpfad **20** entweder direkt durch die Meß- und Auswerteeinheit **9** oder ein externes Programmiergerät (nicht dargestellt). Darüber hinaus sind im Ausführungsbeispiel die Filterparameter in einem internen Speicher **21** des Hörhilfegeräts **1** ablegbar. Damit sind mehrere Sätze von Filterparametern für unterschiedliche Richtcharakteristiken, z. B. in Anpassung an unterschiedliche Hörsituationen, speicherbar und bei Bedarf aktivierbar.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Anpassen eines Hörhilfegeräts **(1)**, das mehrere zum Erzeugen einer Richtcharakteristik miteinander verschaltete Mikrofone **(2, 3)** mit nachgeschalteten parametrierbaren Filtern **(4, 5)**, eine Signalverarbeitungseinrichtung **(6)** und einen Hörer **(7)** umfaßt,

- wobei das am Kopf **(8)** des Hörgeräteträgers angeordnete Hörhilfegerät **(1)** aus unterschiedlichen Richtungen beschallt wird,
- wobei die Mikrofone **(2, 3)** die empfangenen Schallsignale in elektrische Signale wandeln und an eine externe Meß- und Auswerteeinheit **(9)** abgeben,
- wobei die Meß- und Auswerteeinheit **(9)** aus den elektrischen Signalen Filterparameter errechnet und
- wobei die Meß- und Auswerteeinheit **(9)** diese Filterparameter an das Hörhilfegerät **(1)** abgibt zur Amplituden- und/oder Phasenganganpassung der von den Mikrofonen **(2, 3)** aufgenommenen Signale und zum Optimieren der Richtcharakteristik.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das am Kopf **(8)** des Hörgeräteträgers angeordnete Hörhilfegerät **(1)** sequentiell aus unterschiedlichen Richtungen beschallt wird und wobei die Meß- und Auswerteeinheit **(9)** nach jeder Sequenz oder nach einer vorgegebenen Anzahl von Sequenzen Filterparameter errechnet.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das am Kopf des Hörgeräteträgers angeordnete Hörhilfegerät **(1)** gleichzeitig aus unterschiedlichen Richtungen beschallt wird.

4. Verfahren nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß durch die Einstellung der Filter eine Anpassung an die individuelle Anatomie und Gewohnheiten des Hörgeräteträgers erfolgt.

5. Hörhilfegerät **(1)** das mehrere Mikrofone **(2, 3)** mit nachgeschalteten Filtern **(2, 3)**, eine Signalverarbeitungseinrichtung **(6)** und einen Hörer **(7)** umfaßt, zur Durchführung eines Verfahrens nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die den Mikrofonen **(2, 3)** des am Kopf des Hörgeräteträgers angeordneten Hörhilfegeräts **(1)** nachgeschalteten Filter **(4, 5)** zur Amplituden- und/oder Phasenganganpassung der von den Mikrofonen aufgenommenen Signale einstellbar sind.

6. Hörhilfegerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Amplituden- und/oder Phasengänge unabhängig voneinander veränderbar sind.

7. Hörhilfegerät nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Filter **(4, 5)** FIR-FILTER sind.

8. Hörhilfegerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 5 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß mehrere unterschiedliche Sätze von Filterparametern im Hörhilfegerät speicherbar sind.

9. Hörhilfegerät nach einem oder mehreren der Ansprüche 5 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß unterschiedliche Filtercharakteristiken einstellbar sind.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

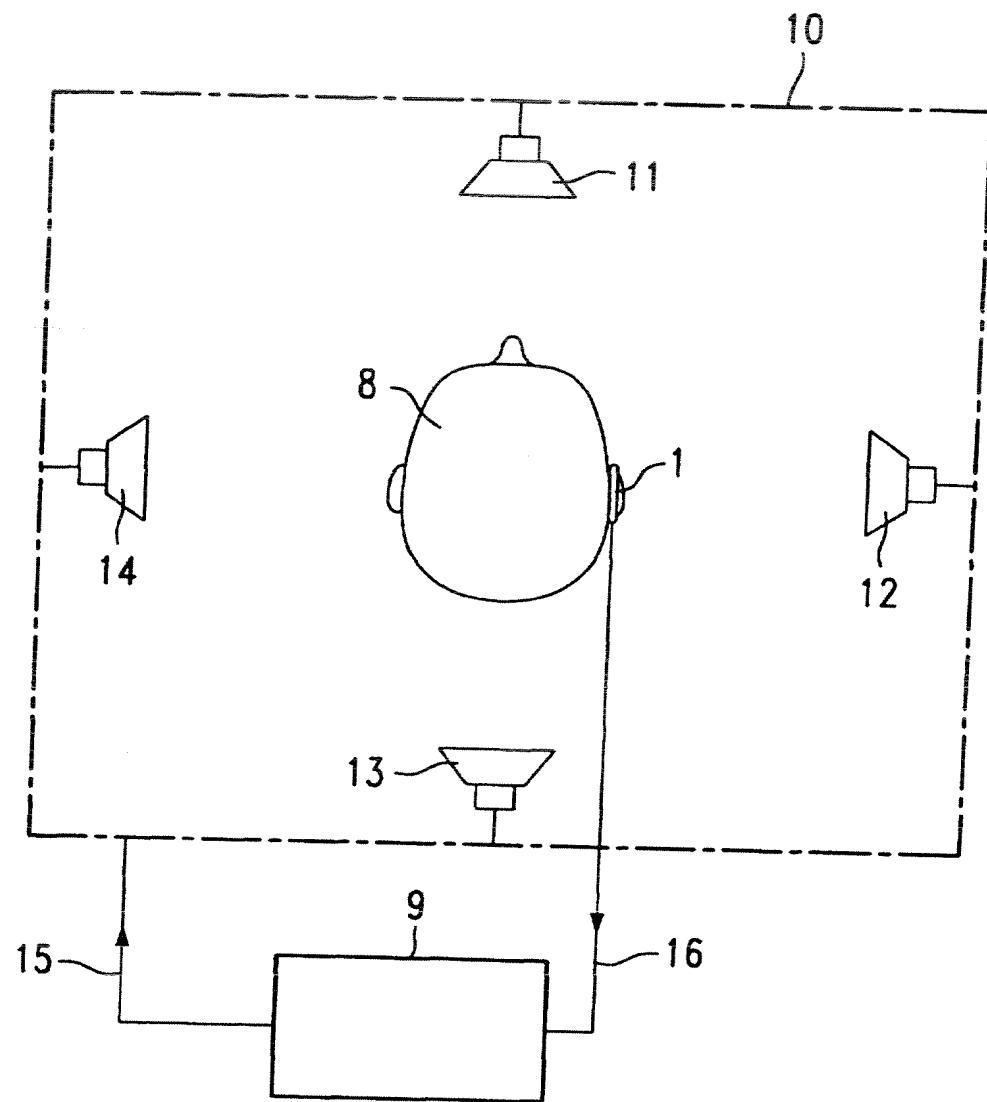


FIG. 1

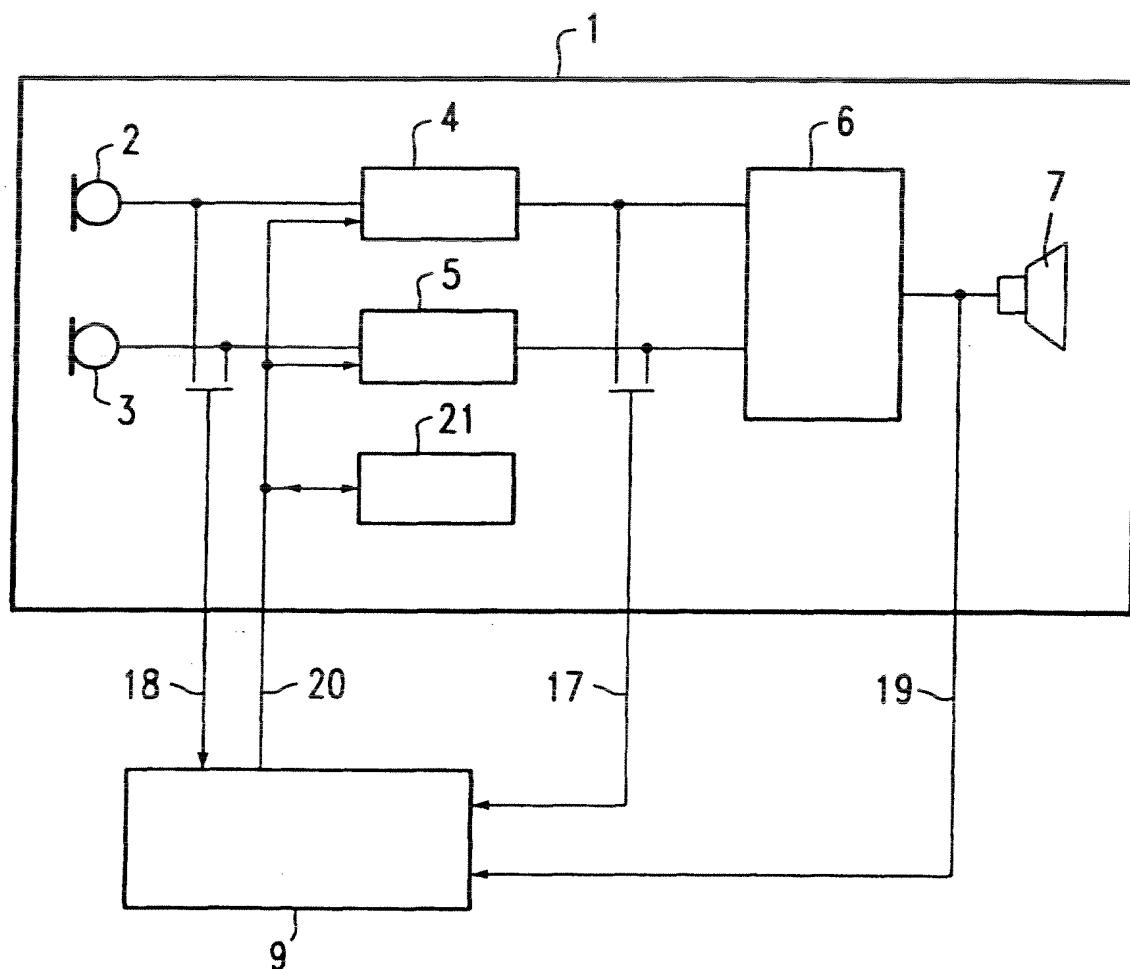


FIG 2